Untersuchung über die transkutane Wirkung von Mooranwendungen in Verbindung mit Galvanisation auf das periphere Gefäßsystem des Menschen

Oswald Krist

Diss
München

Aus dem Institut
für Medizinische Balneologie und Klimatologie
der Universität München

Vorstand: Prof. Dr. H. Drexel

Untersuchung über die transkutane Wirkung von Mooranwendungen in Verbindung mit Galvanisation auf das periphere Gefäßsystem des Menschen

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig Maximilians Universität zu München

vorgelegt von
Oswald Krist
München 1984

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. W. Schnizer
Mitberichterstatter: Prof. Dr. H. Drexel
Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 8. 11. 1984

Druck: Dissertationsdruck Novotny jr., 8135 Söcking/Starnberg

Meiner Frau

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
1.	EINLEITUNG	1
1.1.	Fragestellung	6
2.	METHODEN	7
2.1.	Messung der Hautdurchblutung	7
2.1.1.	Thermometrie	7
2.1.2.	Laser-Doppler-Flowmetry	8
2.2.	Galvanisation	10
2.2.1.	Stromart und Gerät	10
2.2.2.	Dosierung	10
2.3.	Elektroden	10
2.3.1.	Plattenelektroden	10
2.3.2.	Moorpackung	11
2.3.2.1.	Chemische Analyse des Salzburger Heilmoores	13
2.4.	Versuchsraum	14
2.5.	Versuchspersonen	14
2.6.	Versuchsaufbau	15
2.6.1.	Versuchsarten	15
2.6.2.	Meßstellen	16
2.6.3.	Meßzeiten	17
2.6.4.	Versuchsablauf und Durchführung	17
2.7.	Vorversuche	20
2.8.	Auswertung	22

3.	ERGEBNISSE	23
3.1.	Thermometrie der Haut	23
3.1.1.	Versuche ohne Galvanisation	23
3.1.2.	Versuche mit Galvanisation	26
3.2.	Laser-Doppler-Flowmetry der Haut	38
3.2.1.	Versuche ohne Galvanisation	38
3.2.2.	Versuche mit Galvanisation	38
4.	DISKUSSION	47
4.1.	Methodenkritik	47
4.2.	Die Wirkung von Gleichstrom und Iontophorese auf das periphere Gefäßsystem	50
4.3.	Zusammenfassende Betrachtung der Ergebnisse	53
4.3.1.	Die Ergebnisse in Bezug auf die Laser-Doppler-Flowmetry	53
4.3.2.	Die Ergebnisse in Bezug auf die Hautthermometrie	55
4.4.	Überlegungen zur meßtechnischen Ermittlung der Mehrdurchblutung	57
5.	ZUSAMMENFASSUNG	60
6.	LITERATURVERZEICHNIS	62

1. EINLEITUNG

Mooranwendungen und Elektrotherapie sind seit Jahrzehnten gängige therapeutische Verfahren in der physikalischen Medizin.

Die Elektrotherapie umfaßt Verfahren mit Gleich-, Impuls- oder Wechselströmen im Niederfrequenz- (0-1 kHz), Mittelfrequenz- (1-100 kHz) oder Hochfrequenzbereich (100-300 kHz) (8).

Im Niederfrequenzbereich werden zwei Teilgebiete der Elektrotherapie unterschieden. Erstens die Reizstromtherapie im eigentlichen Sinne mit Impuls- und Wechselströmen und zweitens die Galvanisation, eine Sonderform im Niederfrequenzbereich mit konstantem Gleichstrom (8,13).

Bei der Galvanisation bewegen sich die Ionen im leitenden Milieu ihrer Ladung entsprechend stets in gleicher Richtung. Von stabiler oder konstanter Galvanisation spricht man, wenn die Stromstärke während der Behandlungsdauer unverändert bleibt. Die Leitung des galvanischen Stroms im Körper beruht auf dessen Gehalt an wässrigen Lösungen von Salzen, Säuren und Basen. Elektrochemisch betrachtet verhält sich der Körper wie ein Leiter II.Ordnung (8,13). Wirkt Gleichstrom bestimmter Stärke auf Elektrolyte ein, so kommt es zur Ionenwanderung im wässrigen Milieu. Positive Ionen (Kationen) wandern zur Kathode, negative Ionen (Anionen) zur Anode und tragen gleichzeitig in einem Leiter II.Ordung

den Strom. Diesem physikalischen Primärprinzip der Ionenwanderung folgen sekundär physiologische Vorgänge, die sich durch Konzentrationsänderungen im Milieu besonders stark an der Zellmembran bemerkbar machen (13). Diese Konzentrationsänderungen sind die eigentliche Ursache der elektrischen Reizwirkung. Die chemischen Vorgänge der Elektrolyse spielen sich ausschließlich an den Grenzflächen zwischen Elektrode und leitender Flüssigkeit ab. So werden an der Anode Sauerstoff und Säuren, an der Kathode Wasserstoff und Alkalien abgespalten (8,13). Bei direktem Kontakt von Haut und Metall käme es bei entsprechend hoher Stromdosierung unter der Anode zur Koagulationsnekrose (saure Reaktion), unter der Kathode zur Kolliquationsnekrose (alkalische Reaktion), wenn man die Elektroden nicht mit einer ausreichend dicken und gut feuchten Polsterung versehen würde (8).

Neben der Ionenwanderung durch dissoziierte Moleküle (Elektrolyse) sind am Stromtransport noch weitere elektrokinetische Vorgänge beteiligt (8): Kataphorese, bzw. Elektrophorese, Elektroosmose und Iontophorese.

Die neben der analgetischen bedeutendste Komponente des galvanischen Gleichstroms ist die hyperämisierende, durchblutungsfördernde Wirkung. Die thermische Wirkung ist bei therapeutischen Dosen so gering, daß sie zu vernachlässigen ist (8). Vasomotorische Nervenfasern werden bei richtiger Dosierung direkt gereizt und führen zu Vasodilatation, bzw. zur Freisetzung vasoaktiver Stoffe im Gewebe. Es kommt unter den Elektroden an der Haut zu einem streng lokalisierten, sog. galvanischen

Erythem (8), wobei die Reaktion unter der Kathode stärker sein kann als unter der Anode (13). Die hyperämisierende Wirkung ist nicht nur auf die oberflächlichen Hautschichten begrenzt, sondern auch in der darunterliegenden Muskulatur nachweisbar (8,18).

Ein weites Gebiet der physikalischen Medizin ist die Balneotherapie, wobei insbesondere die Mooranwendungen eine bedeutende Rolle spielen. Für die Gruppe der Torfe, Schlamme, Schlicke und Heilerden wurde auch der Begriff "peloid" = schlammähnlich geprägt (28). Unter Peloiden werden Substanzen verstanden, die in der Natur durch geologische Vorgänge entstanden sind und in fein aufgeteiltem Zustand mit Wasser gemischt als breiförmige Bäder oder Packungen Verwendung finden (27). Allen Peloiden gemeinsam ist die Breiform mit mehr (Bäder) oder weniger (Packungen) Wassergehalt. Die unterschiedliche Wasserbindungskapazität bedingt die verwandten physikalischen Eigenschaften der verschiedensten Peloide, ganz im Gegensatz zu den völlig differenten chemischen Strukturen der einzelnen Arten (1,2).

Die physikalisch thermischen Eigenschaften und damit die Güte eines Peloids hängen unter anderem vom Quellvermögen und der Wasserkapazität ab (1). Daraus ergeben sich zwangsläufig die thermischen Qualitäten, wie hohe Wärmekapazität, langsame Wärmeabgabe und schlechte Wärmeleitfähigkeit (14).

Nach Wärmehaltungs- und Wärmeleitungsvermögen werden die Peloide in zwei große Gruppen unterteilt: Organische Peloide mit geringerem Wärmeleitungsvermögen und

höherer Wärmehaltung als Wasser und mineralische Peloide mit besserer Wärmeleitung und geringerer Wärmehaltung (2).

Neben dieser therapeutisch überaus wichtigen thermophysikalischen Wirkung der Peloide tritt die Bedeutung von chemisch-physikalischen Eigenschaften immer mehr in den Vordergrund (7,20,24,30,31).

Dabei kommt balneotherapeutisch den Peloiden die weitaus größere Bedeutung zu. Mit zunehmendem Gehalt an organischen Bestandteilen wird die chemische Analyse von Einzelsubstanzen immer schwieriger (35), eine Bestimmung von Monosubstanzen wie in der anorganischen Chemie ist nicht möglich (28).

So können wegen ihrer chemischen Verwandtschaft aus den Moorsubstanzen nur ganze Stoffgruppen isoliert und analysiert werden. Unter den zahlreichen Klassen kommt u.a. der Bitumenfraktion als Träger der sog. "östrogen wirksamen Stoffe" eine Bedeutung zu, ebenso der Gruppe der wasserlöslichen organischen Bestandteile, sowie den Hemizellulosen und Zellulosen als Gradmesser des Vertorfungsanteiles (28,36). Die Gruppe der Huminsäuren hat vor allem wegen ihrer Hemmwirkung auf die Hyaluronidaseaktivität im Gewebe Bedeutung. (17,31,34,35,).

In diesem Zusammenhang sei auf die großen Erfolge der Moor-Balneotherapie rheumatischer Erkrankungen hingewiesen, bei denen bekanntermaßen u.a. eine erhöhte Hyaluronidaseaktivität im Gewebe für das klinische Bild verantwortlich ist (28). Auf die weiteren unzäh-

ligen Humusbegleit- und Inhaltsstoffe kann in diesem Zusammenhang nur hingewiesen werden.

Für die Moorpackung wie für die Galvanisation gelten ähnliche Indikationen. Aus der breiten Palette seien genannt: Posttraumatische Zustände (Kontusionen, Distorsionen etc.), degenerative Erkrankungen des Bewegungsapparates (Arthrosen, Tendopathien, Periarthritis humeroskapularis, Radikulopathien etc.), Erkrankungen des rheumatischen Formenkreises wie chronische Polyarthritis oder Morbus Bechterew, Schmerzsyndrome wie Myalgien, Neuralgien, ferner trophische Störungen im weitesten Sinne (arterielle Verschlußkrankheit, Endangitis obliterans, Morbus Sudek etc.) (8,12,13).

1.1. Fragestellung

In der praxisüblichen Anwendung von Moorpackungen können thermische Effekte evtl. mit chemischen interferieren. Beide werden als von therapeutischer Bedeutung diskutiert. Die vorliegende Arbeit beschränkt sich auf die chemische Fragestellung. Daher muß im Experiment versucht werden, beide Komponenten getrennt zu beurteilen. Das geschah, indem die Packung vor der Applikation nicht aufgeheizt wurde.

Folgende Ziele strebte die Untersuchung an:

1. Feststellung, ob es durch Moorinhaltsstoffe zu einer Änderung der Hautdurchblutung kommt.
2. Feststellung, ob durch Einsatz von Iontophorese eine Wirkungsverstärkung zu objektivieren ist.

Als reiner Reizstromüberträger wurde eine sogenannte Galvanomoorpackung entwickelt und in ihrer Wirkung einer gleichgroßen Schwammelektrode gegenübergestellt.

Zur Bestimmung von Durchblutungsänderungen der Haut wurde die Messung der Hautoberflächentemperatur über direkte Kontaktmessung (Meßfühler), sowie indirekte Messung der abgestrahlten Wärme (Infrarotbereich) vorgenommen.

Mit einem zweiten Meßverfahren wurde die Änderung der Durchblutung in den oberen Epidermisschichten nach dem Laser-Doppler-Prinzip gemessen.

2. METHODEN

2.1. Messung der Hautdurchblutung

2.1.1. Thermometrie

Die Hauttemperatur wurde mit dem "Ultrakust Thermophil System M 220 Typ 4473" der Fa. Ultrakust Gerätebau, Ruhmannsfelden, gemessen.

Das Gerät ist mit einem auf Infrarotbasis arbeitenden Meßstab ausgestattet. Er wurde in ca. 1cm Abstand ruhig über dem Hautniveau gehalten, und die Temperatur an der Digitalanzeige abgelesen (indirekte Thermometrie).

Zusätzlich wurde die Hauttemperatur über vier Thermofühler (⌀ 0,5cm) mit direktem Hautkontakt kontinuierlich regiestriert (direkte Thermometrie).

Die Thermofühler wurden mit einem kurzen Pflasterstreifen (Micropore, Breite 2,5cm) ohne Druck auf der Haut fixiert. Eine Hautrötung durch das Pflaster wurde nicht beobachtet, ebenso konnte ein Hitzestau aufgrund der Mikroporosität des verwendeten Pflasters ausgeschlossen werden.

2.1.2. Laser-Doppler-Flowmetry

Die Hautdurchblutung wurde mit dem "Periflux Pf 1d Laser-Doppler-Flowmeter der Fa. Perimed KB, Schweden, gemessen (s. Abb.1).

Durch die Hautoberfläche werden mittels eines Meßkopfes Laserstrahlen geschickt, die beim Auftreffen auf in Bewegung befindliche Zellen eine Frequenzänderung erfahren, beim Auftreffen auf unbewegte Strukturen jedoch unverändert gestreut werden und über eine Faseroptik einem Photomultiplier zugeführt und weiterhin spektralanalytisch verarbeitet werden. Das Messignal, welches man dann erhält, entspricht nicht im eigentlichen Sinne dem Strom-Zeit-Volumen, sondern bedeutet ein relatives Maß für die Durchblutung. Wie Modelluntersuchungen gezeigt haben, besteht Linearität zum Produkt aus Erythrozytengeschwindigkeit und Erythrozytenmenge des gemessenen Gewebebereichs. Dieser hat, bei gegebener Versuchsanordnung, ein Volumen mit einem Radius von 1mm.

Das Gerät besteht aus einem Hochspannungsteil und einer Mehrkanal-Lichtleiteroptik. Das Licht wird von einem 2mW starken Helium-Neon-Laser der Laserklasse II (632,8nm) ausgesandt, dessen Intensität im Gewebe unter $1mW/mm^2$ liegt, und somit ist auch nach Langzeitapplikation (z.B.8h) nicht mit Gewebeerwärmung zu rechnen.

Der Meßkopf, der in einem selbstklebenden Plastikeinsatz senkrecht zur Hautoberfläche fixiert wird, hat

einen Durchmesser von 1,5cm. Das Ausgangssignal der zwei Photodetektoren besteht aus einer Gleichspannung (2-5V), überlagert von einer Wechselspannung (2-5mV). Alle Signale werden "bandpass" gefiltert (75-15.000Hz) und sind von Intensitätsschwankungen des Lasers sowie Schwankungen in der optischen Übertragung befreit.

Das Gerät wurde genau nach Vorschrift benützt. Folgende Filter bzw. Empfindlichkeitsstufen wurden für die Versuche gewählt: Gain X 30; Frequence limit 12 kHz; Zeitkonstante 3s. Schreiberempfindlichkeit 1V; Vorschub 2cm/min; Eichung nach Vorschrift.

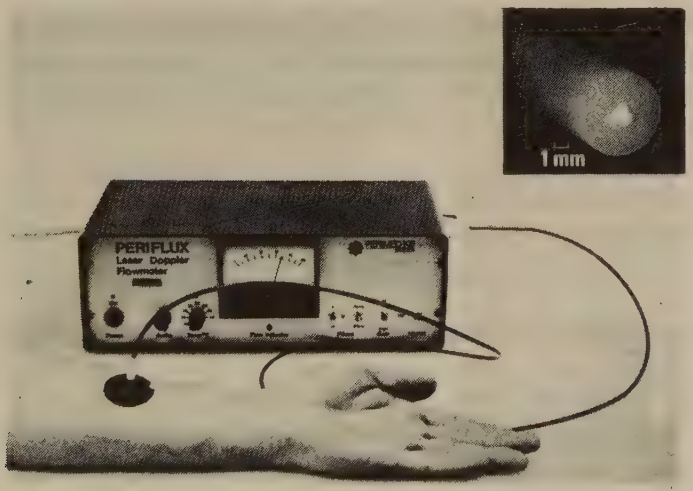


Abb. 1. Das Laser-Doppler-Flowmeter (nach 38)

2.2. Galvanisation

2.2.1. Stromart und Gerät

Zur Erzeugung des konstanten galvanischen Gleichstroms stand der Galvamat II Nr.08913 der Fa. Zimmer, Neu-Ulm, zur Verfügung.

2.2.2. Dosierung

Die Intensität des Gleichstroms war mit durchschnittlich 6mA (0,5mA/10cm^2) für alle Probanden sensibel schwellig. Nach Empfehlung von Edel (8) liegt diese Dosierung an der Untergrenze des deutlich spürbaren Bereichs, für den er 0,5-2mA/10cm^2 angibt.

2.3. Elektroden

2.3.1. Plattenelektroden

Für die Stromzuführung bei der reinen Galvanisation wurden Plattenelektroden (Zubehör Galvamat II) einer Größe von 12,5 x 7cm benützt. Sie wurden in dafür eigens vorgesehene Taschen (14 x 10cm) aus speziellem Schwammaterial gesteckt. Die Taschen hatten eine Dicke von 2cm und wurden bei Raumtemperatur (22-23^{o}C) zwischen den einzelnen Versuchen ständig feucht gehalten. Durch den hohen Durchfeuchtungsgrad war so bei den

Versuchen ein optimaler Schutz vor Hautverätzungen gegeben.

Zwei solcher Schwammelektroden dienten als Packung auf dem Rücken. Eine Dritte wurde bei allen Versuchen als Referenzelektrode am Oberarm mit Hilfe zweier gelochter Gummilaschen, wie sie in der EKG-Praxis üblich sind, befestigt.

2.3.2. Moorpackung

Der Schwammelektrode als reinem Stromüberträger wurde eine Moorpackung mit der Möglichkeit der iontophoretischen Wanderung von vasoaktiven Stoffen gegenübergestellt (Galvanomoorpackung).

Die Moorpackungen waren eine Spezialanfertigung der Fa.Gebr. Haslauer, Salzburg. Sie unterscheiden sich von den herkömmlichen konfektionierten Packungen durch die feste Integration einer Stanniolelektrode.

Die Größe der Packungen betrug 14 x 10cm, die Dicke ca. 0,5cm.

Die Packungen waren folgendermaßen aufgebaut:

Querschnitt Ansicht v. oben

Schema 1: Aufbau der Moorpackung

1: undurchlässige Plastikschicht
2: Stanniolelektrode
3: Moorsubstanz
4: Vliespapier

2.3.2.1. Chemische Analyse des Salzburger "Heilmoores"

Gruppenanalyse von Prof.Dr.Scheminzky, Salzburg
Angabe der Trockensubstanz in %:

- Extr. bitumen: Wachse, Harze, Fette, Humus- und Ligninbestandteile..... 13,76
- Fulvosäuren I, oxidierte Huminsäuren, Pektine und Zucker..... 2,09
- Eiweißverbindungen..... 3,01
- Hemizellulosefraktion..... 9,78
- Zellulosefraktion..... 16,35
- Gesamthuminsäuren: Huminsäure, Hymatomelansäure, Humoligninsäure..... 30,99
- Fulvosäuren II, Humusbegleitstoffe..... 13,62
- Humine, Lignin, N-Verbindungen..... 6,94
- Stickstoff..... 0,61
- Org. Schwefel..... 0,09
- Anorg. Substanzen..... 2,31

2.4. Versuchsraum

Für die Versuche stand ein Raum im Institut für Medizinische Balneologie und Klimatologie der Universität München zur Verfügung. Durch eine Klimaanlage konnte die Raumtemperatur konstant und die Luftfeuchtigkeit zwischen 35 und 40 % gehalten werden. Der Standort der Ruheliege wurde so gewählt, daß keine Beeinflussung durch die Klimaanlage stattfinden konnte.

2.5. Versuchspersonen

An den Versuchen beteiligten sich acht gesunde Personen beiderlei Geschlechts zwischen 26 und 63 Jahren.

Pers. 1:	männl.	32 J.	178cm	76 kg KG
Pers. 2:	männl.	28 J.	185cm	82 kg KG
Pers. 3:	männl.	63 J.	182cm	86 kg KG
Pers. 4:	männl.	59 J.	168cm	75 kg KG
Pers. 5:	männl.	36 J.	177cm	75 kg KG
Pers. 6:	weibl.	28 J.	165cm	65 kg KG
Pers. 7:	weibl.	26 J.	172cm	53 kg KG
Pers. 8:	weibl.	63 J.	168cm	65 kg KG

2.6. Versuchsaufbau

2.6.1. Versuchsarten

Je Proband wurden fünf unterschiedliche Versuche durchgeführt. Es wurden jeweils zwei Packungen bzw. Elektroden auf den Rücken gleichzeitig unterhalb der Schulterblätter aufgelegt. Bei vier der fünf Versuche wurde konstanter galvanischer Reizstrom von 6mA Stärke auf einer Rückenhälfte appliziert, die andere Seite diente dabei als Kontrollregion. Der fünfte Versuch erfolgte ohne Stromapplikation.

Folgender Versuchsaufbau ergab sich:

1. Vergleich von Moorpackung und Schwammelektrode ohne Galvanisation (Kontrollversuch).

2. Vergleich von Moorpackung ohne Galvanisation und Galvanomoorpackung in anodischer Anwendungsform.

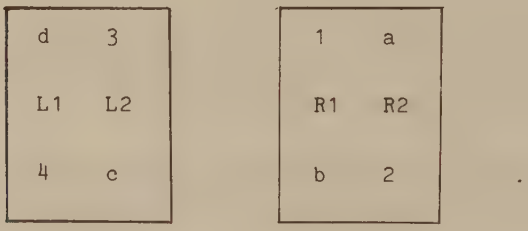
3. Vergleich von Moorpackung ohne Galvanisation und Galvanomoorpackung in kathodischer Anwendungsform

4. Vergleich Schwammelektrode ohne Galvanisation und Schwammelektrode in anodischer Anwendungsform

5. Vergleich Schwammelektrode ohne Galvanisation und Schwammelektrode in kathodischer Anwendungsform

2.6.2. Meßstellen

Die Moorpackungen bzw. Schwammelektroden wurden, wie schon oben erwähnt, links und rechts der Wirbelsäule unterhalb der Schulterblätter aufgelegt. Anhand einer Papierschablone, die in der Größe den Abmessungen der Packung entsprach, wurden 6 Meßpunkte bestimmt und ausgestanzt, und bei jedem Versuch neu an gleicher Stelle mit einem hautfreundlichen Schreiber markiert. An je zwei Stellen einer Körperregion wurde die Hauttemperatur durch indirekte und direkte Messung, die Hautdurchblutung durch das "Periflux"-Gerät registriert. Somit ergaben sich 6 gleichmäßig verteilte Meßpunkte pro Rückenhälfte (Schema 2).



Schema 2: Anordnung der Meßstellen

a-d: Indirekte Thermometrie
1-4: Direkte Thermometrie
R,L: Perifluxmessungen

2.6.3. Meßzeiten

Die Hauttemperatur wurde alle drei Minuten hintereinander in der gleichen Reihenfolge der Punkte abgelesen. Begonnen wurde mit der indirekten Thermometrie in der Reihenfolge Punkt a-b-c-d. Sodann wurden die direkten Meßwerte 1-2-3-4 abgelesen. Dieser Ablesevorgang dauerte zusammen zwischen 30 und 45 Sekunden.

Die Hautdurchblutung wurde pro Meßpunkt kontinuierlich für eine Minute verfolgt und aufgezeichnet, wobei beim Umstecken des Laser-Doppler-Lichtleiters die Punktfolge R1-L1-R2-L2 immer genau eingehalten wurde. Das Umstekken des Lichtleiters nahm nur wenige Sekunden in Anspruch.

2.6.4. Versuchsablauf und Durchführung

Die Versuche fanden in den Monaten Januar und Februar statt und wurden in vorher festgelegter Reihenfolge durchgeführt.

Je Proband fand nur ein Versuch pro Tag zur jeweils gleichen Tageszeit statt. Meist lagen 1-2 Tage zwischen den einzelnen Versuchen, um ein völliges Abklingen der Hautreaktion zu gewährleisten.

Jeder Versuch begann mit einer Ruhezeit des Probanden auf der Liege von mindestens 10 Minuten. Hierbei lag der Proband mit unbekleidetem Oberkörper bäuchlings

und bequem gepolstert auf der Ruheliege, damit der Organismus sich an die Umgebungsbedingungen anpassen konnte.

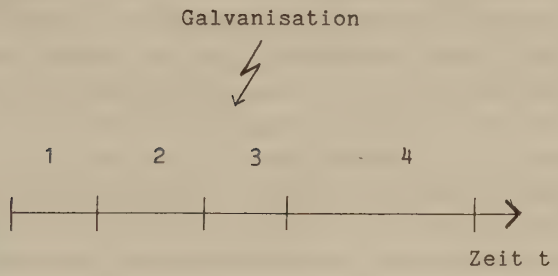
Sodann wurden die Thermofühler und die Laser-Doppler-Adapter an den gekennzeichneten Meßstellen fixiert und die Hauttemperatur und -durchblutung für 15 Minuten verfolgt (Meßphase I, siehe Schema 3).

Nach Entfernen der fixierten Meßpunkte wurden rechts und links am Rücken die bei Raumtemperatur durchfeuchteten Packungen aufgelegt und gut anmodelliert. Die Schwammelektroden wurden mit einer Plastikfolie (bei den Moorpackungen Orginalbestandteil) abgedeckt, um eine die Haut beeinflussende Ausdunstung zu vermeiden. Schließlich wurden die Packungen noch mit Micropore fixiert, sodaß sie überall anlagen, ohne Druck auf das darunterliegende Hautareal auszuüben. Zum Schluß wurde ein leichtes Frotteehandtuch über den Rücken gelegt (Applikationsphase I).

Nach 20 Minuten Adaptationszeit wurde bei den entsprechenden Versuchen galvanischer Reizstrom für 10 Minuten (praxisübliche Behandlungsdauer (8)) in gleicher Stärke appliziert (Applikationsphase II). Der galvanische Reizstrom wurde nach Zufallsverteilung rechts- oder linksseitig angelegt.

Sofort nach Abschalten des Stromes wurden die Packungen entfernt, die Haut vorsichtig ohne zu reiben mit einem weichen Handtuch abgetrocknet, und die Meßvorrichtungen wieder an den alten, gekennzeichneten Stellen fixiert.

In der nun folgenden Meßphase II wurden, wie oben beschrieben, für 30 Minuten Hauttemperatur und Hautdurchblutung gemessen. Nach Ende dieser Meßphase war ein Einzelversuch abgeschlossen. Die Einzelversuchsdauer betrug insgesamt ca. 75 Minuten.



Schema 3: Zeitlicher Versuchsablauf

1:	Meßphase I	15 Minuten
2:	Applikationsphase I	20 Minuten
3:	Applikationsphase II	10 Minuten
4:	Meßphase II	30 Minuten

2.7. Vorversuche

Um eine optimale und reproduzierbare Versuchsanordnung zu erhalten, wurden etliche Vorversuche durchgeführt.

Raumtemperatur

Der Einfluß der Raumtemperatur auf die Hautreaktion der Probanden wurde untersucht. Bei Raumtemperaturen über 25°C fing die Mehrzahl der Probanden nach einiger Zeit an zu schwitzen. Raumtemperaturen von weniger als 22°C wurden nach längerem Liegen deutlich als Kälte empfunden. Die Raumtemperatur, die von allen Probanden ohne subjektive Kälte- oder Wärmeempfindung über längere Zeit toleriert wurde, lag bei 23,5°C. Diese Temperatur wurde bei allen Hauptversuchen eingehalten.

Stromstärke

Ein weiterer Versuch galt der galvanischen Stromintensität. Es sollte eine deutlich sensible, jedoch nicht unangenehme oder maximale Stärke gewählt werden, wie sie auch in der iontophoretischen Behandlung verschiedenster Krankheitsbilder üblich ist.

Untersucht wurde die Reaktion auf 6mA, 8mA und 10mA bei einer Elektrodengröße von 14x10cm. Bei 10mA gaben alle Probanden deutliche Mißempfindungen von mittlerem Brennen bis zum Schmerz hin an. Die Haut war nach zehn-

minütiger Reizstromapplikation im Elektrodenbereich hochrot und leicht ödematös erhaben. Ebenso wurden 8mA über 10 Min. als unangenehm empfunden, die objektive Hautreaktion war jedoch deutlich geringer. Bei 6mA gaben die Probanden anfangs ein nicht unangenehmes "Ameisenlaufen" an, das nach einigen Minuten einem angenehmen Wärmegefühl wich. Die Haut war nach Applikation des Stroms leicht gerötet, der Elektrodenbereich scharf von der Umgebung abgegrenzt, ohne über das Hautniveau erhaben zu sein. Diese Reizintensität wurde dann in allen Hauptversuchen eingestellt.

Elektroden

Die Moorpackung wurde von der Orginalgröße (27,5x20cm) auf 14x10cm verkleinert, um auf einer Rückenhälfte gut anmodelliert werden zu können. Daraus ergab sich die Größe der Schwammelektrode, mit der die Wirkung des reinen galvanischen Stromes getestet werden sollte. Diese Elektrode wurde, wie schon erwähnt, aus einem Spezialschwammaterial der Fa. Zimmer zugeschnitten. Um es im Aufbau der Moorpackung anzugleichen, wurde ebenfalls durchlässiges Vliespapier untergelegt und der Schwamm mit einer luftundurchlässigen Plastikfolie abgedeckt. Fixiert wurden alle Elektroden ohne Druck und ohne Erzeugung einer feuchten Kammer mit mehreren Pflasterstreifen.

Meßzeiten

Als Zeitabstände der direkten und indirekten Thermometrie erwies sich ein drei Minuten Abstand als sinnvoll und praktikabel. Messungen in kürzeren Abständen erbrachten keine zusätzliche Information.

Die Durchblutungsmessung mit dem "Periflux"-Gerät erfolgte intermittierend. So wurde der Laser-Lichtleiter im Ein-Minuten-Abstand an die nächste Meßstelle gesteckt. Es ergab sich dadurch für den einzelnen Meßpunkt ein Drei-Minuten-Intervall.

2.8. Auswertung

Die Werte eines Meßsystems pro Körperseite aller acht Probanden wurden nach Versuchsart und Meßzeitpunkt zusammengefaßt (n=16), und daraus der Mittelwert (MW), die Standardabweichung (SD) und die Standardfehler der Mittelwerte (SEM) berechnet. Die Darstellung der Meßwerte (MW, SEM) erfolgte zum einen in Kurvenform, wobei beide Körperregionen von Meßphase I und Meßphase II eines Einzelversuchs gegenübergestellt wurden. Zum anderen wurden zusätzlich für die Meßphase II zur vergleichenden Darstellung der verschiedenen Einzelversuche Blockdiagramme von bestimmten, den Kurvenverlauf charakterisierenden Zeitpunkten, erstellt.Die statistische Auswertung der erhaltenen Daten erfolgte mit dem t-Test für ungepaarte Stichproben.

3. E R G E B N I S S E

3.1. Thermometrie der Haut

3.1.1. Versuche ohne Galvanisation

Abb.2 und 3 zeigen den Kurvenverlauf der Hauttemperatur bei gleichzeitiger Auflage von Moorpackung und Schwammelektrode ohne Anwendung von galvanischem Strom (Kontrollversuch).

Während der Meßphase I (15min) paßte sich die Hauttemperatur den klimatischen Bedingungen des Versuchsraumes an, sodaß vor Beginn der Applikation ein stabiler Hauttemperaturwert erreicht wurde.

Nach Abnahme von Moorpackung und Schwammelektrode (Ende von Applikationsphase II) wurde zu Beginn der Meßphase II eine um ca. 1,5°C unter dem Ausgangswert liegende Hauttemperatur gemessen, die nach anfänglich raschen Anstieg (45.-57.Min.) am Ende von Meßphase II noch unter dem Ausgangswert blieb. Eine Erhöhung der Hauttemperatur nach Applikationsphase I und II wurde weder bei der direkten noch bei der indirekten Thermometrie gefunden.

Bei diesen Versuchen differierten die durch die direkte und indirekte Thermometrie ermittelten Werte für die Moorpackung und die Schwammelektrode nicht.

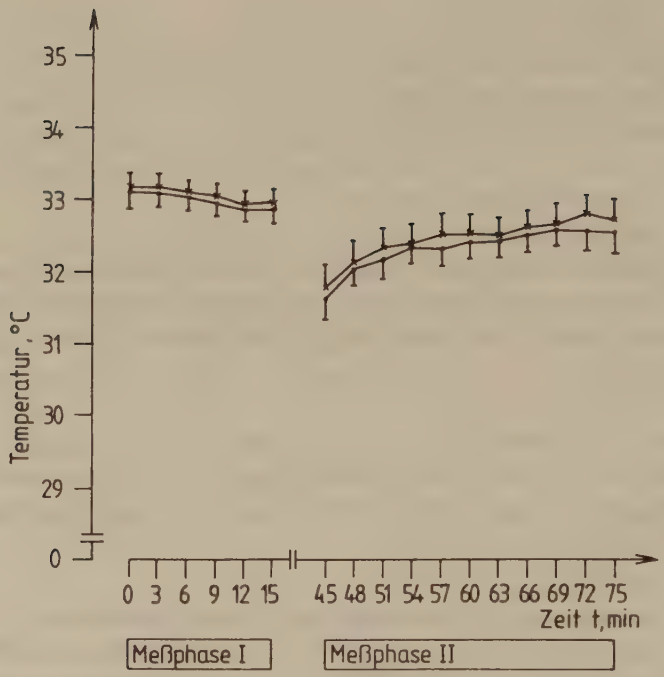


Abb.2: Gegenüberstellung der absoluten Hauttemperatur (indirekte Thermometrie) von Moorpackung und Schwammelektrode ohne Galvanisation.
Angabe der MW±SEM. n=16
x—x Moorpackung; .__. Schwammelektrode

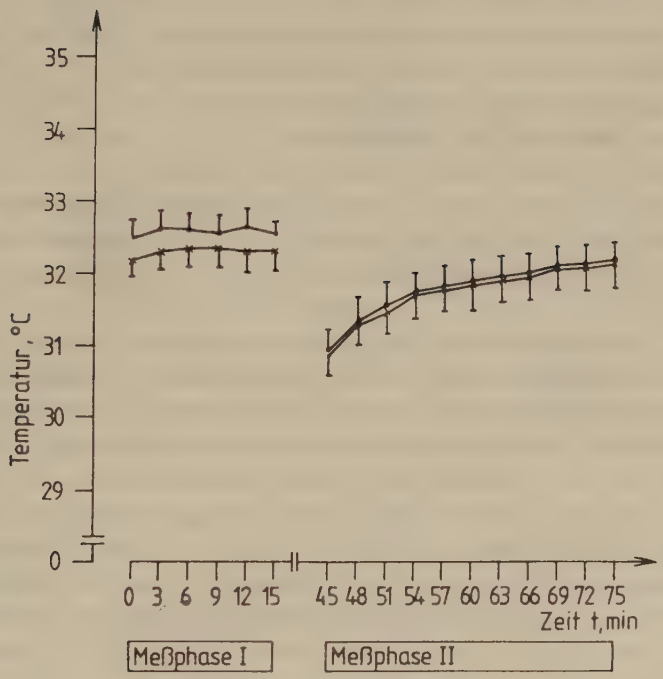


Abb.3: Gegenüberstellung der absoluten Hauttemperatur (direkte Thermometrie) von Moorpackung und Schwammelektrode ohne Galvanisation.
Angabe der MW±SEM. n=16
x—x Moorpackung;
.—. Schwammelektrode

3.1.2. Versuche mit Galvanisation

Die Abb. 3 mit 11 veranschaulichen den Verlauf der Hauttemperatur vor und nach Galvanisation in den verschiedenen Versuchen mit direkter (Abb.4-7) und indirekter Thermometrie (Abb.8-11).

Der mit galvanischem Gleichstrom behandelten Körperregion ist jeweils die nicht behandelte Körperregion (Kontrollregion) gegenübergestellt.

Der Temperaturverlauf beider Regionen stellt sich während Meßphase I und im Bereich der Kontrollregion auch während Meßphase II der verschiedenen Versuche ohne Unterschied ebenso dar wie im Kontrollversuch (s.o.). Eine von der behandelten Körperregion ausgehende konsensuelle Mitreaktion der Kontrollregion war aus dem beschriebenen Temperaturverlauf nicht ersichtlich. Auch zeigte die Kontrollregion keine Hautrötung im Gegensatz zur mit galvanischem Strom behandelten Region, auf der eine deutliche, exakt umschriebene Rötung im Sinne eines galvanischen Erythems zu beobachten war.

Bei allen Versuchen mit Galvanisation lag die Hauttemperatur in Meßphase II auf der behandelten Körperregion bei gleichem Kurvenbild weit über der Kontrollregion und war nach 30 Minuten am Ende von Meßphase II (75. Min.) noch immer signifikant erhöht. Die Ausgangstemperatur zu Beginn der Meßphase II lag auf der behandelten Region in Höhe der Werte von Meßphase I, stieg rasch bis ca. zur 57. Min. auf den höchsten Wert an, um dann langsam bis zur 75. Min. abzufallen, ohne je-

doch die Temperaturwerte der Kontrollregion zu erreichen. Zwischen direkter und indirekter Thermometrie wurde in allen Versuchen kein Unterschied registriert.

Die Abb.12 und 13 veranschaulichen in Blockdiagrammform die Differenz der Hauttemperaturen von behandelter und unbehandelter Körperregion nach Applikation der Packungen (Meßphase II). Gleichzeitig werden die einzelnen Versuchsarten gegenübergestellt. Es sind den Kurvenverlauf charakterisierende Zeitpunkte dargestellt: Beginn des raschen Temperaturanstiegs (48. Min.), Temperaturmaximum (57. Min.), Plateauphase (66.-75. Min.). Alle Abbildungen verdeutlichen den durchblutungssteigernden Effekt der Galvanisation auf der behandelten Körperregion im Vergleich zur unbehandelten Kontrollregion.

Bei den Versuchen, wo die Elektroden der behandelten Körperregion als Kathode wirkten, ist der durchblutungssteigernde Effekt der Galvanisation signifikant höher als bei umgekehrter Polung des konstanten Gleichstroms.

Den stärksten durchblutungssteigernden Effekt zeigte die Schwammelektrode als Kathode, gefolgt von der Galvanomoorpackung als Anode. Bei der Schwammelektrode als Anode war die durchblutungssteigernde Wirkung am geringsten, in der Anstiegsphase von Meßphase II sogar nicht signifikant unterschiedlich.

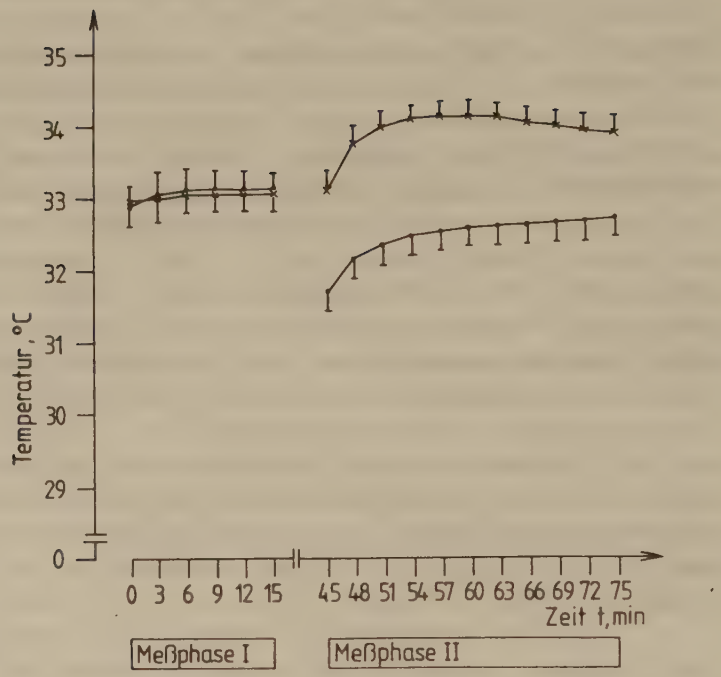


Abb. 4: Vergleich der absoluten Hauttemperaturwerte (direkte Thermometrie) von Moorpackung und Galvanomoorpackung (Kathode).
Angabe der MW±SEM. n=16
x—x Galvanomoorpackung (Kathode);
.—. Moorpackung

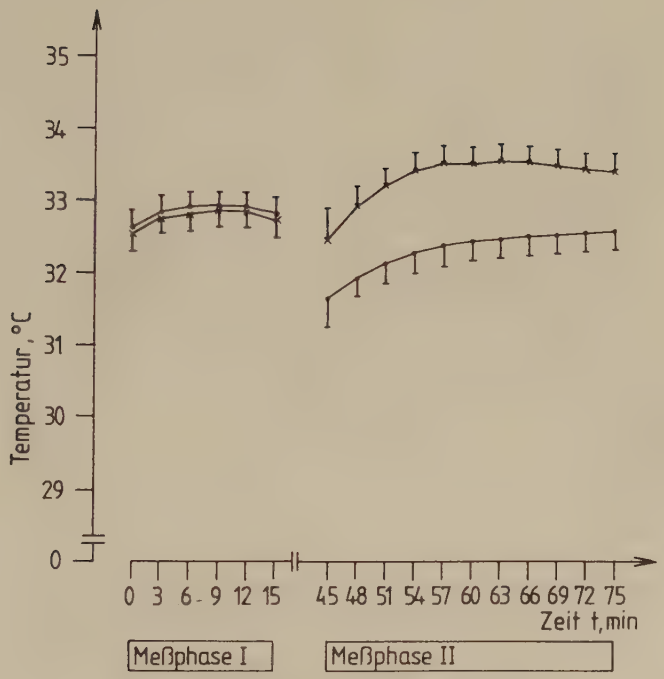


Abb.5: Vergleich der absoluten Hauttemperaturwerte (direkte Thermometrie) von Moorpackung und Galvanomoorpackung (Anode).
Angabe der MW±SEM. n=16
x—x Galvanomoorpackung (Anode);
.—. Moorpackung

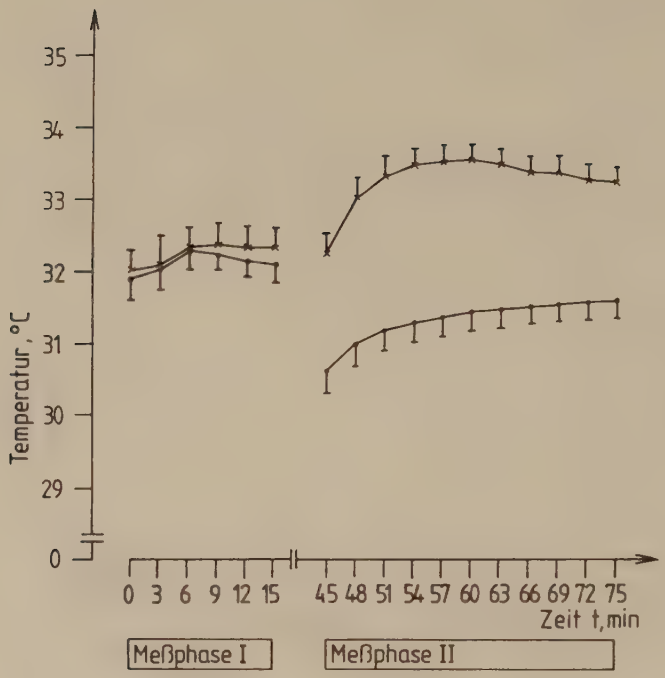


Abb. 6: Vergleich der absoluten Hauttemperaturwerte (direkte Thermometrie) von Schwammelektrode (Kathode) und Schwammelektrode ohne Galvanisation.
Angabe der MW±SEM. n=16
x—x Schwammelektrode (Kathode);
.—. Schwammelektrode

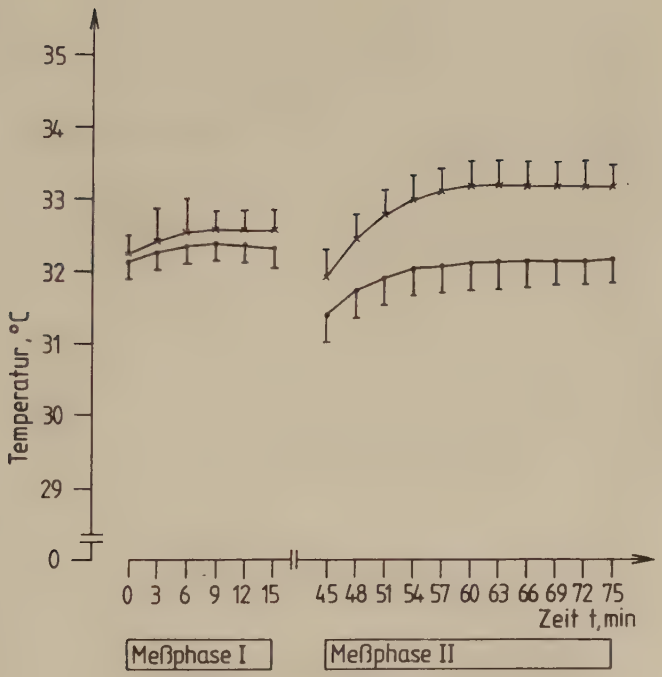


Abb. 7: Vergleich der absoluten Hauttemperaturwerte (direkte Thermometrie) von Schwammelektrode (Anode) und Schwammelektrode ohne Galvanisation.
Angabe der MW±SEM. n=16
x—x Schwammelektrode (Anode);
.—. Schwammelektrode

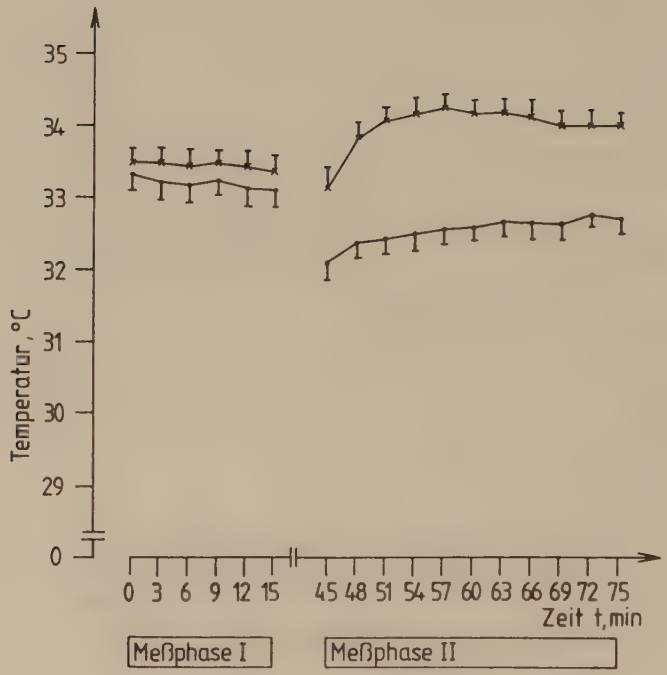


Abb. 8: Vergleich der absoluten Hauttemperaturwerte (indirekte Thermometrie) von Moorpackung und Galvanomoorpackung (Kathode).
Angabe der MW±SEM. n=16
x—x Galvanomoorpackung (Kathode);
.—. Moorpackung

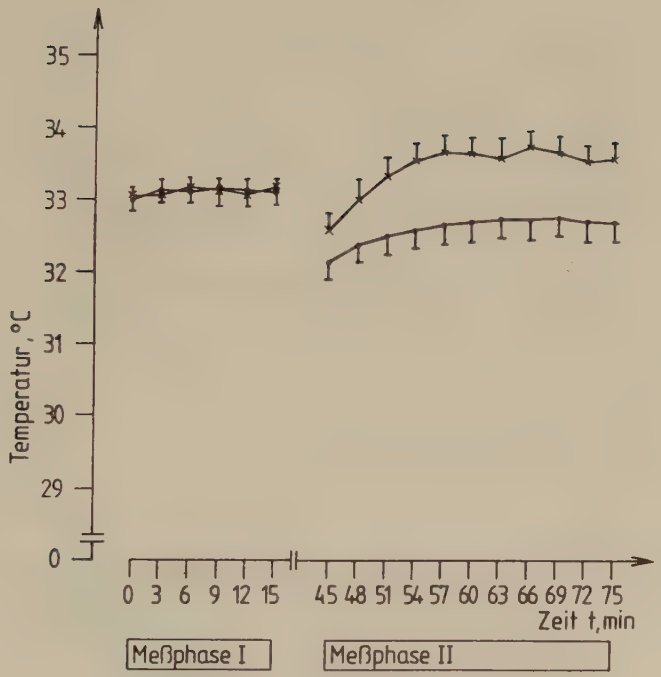


Abb. 9: Vergleich der absoluten Hauttemperaturwerte (indirekte Thermometrie) von Moorpackung und Galvanomoorpackung (Anode).
Angabe der MW±SEM. n=16
x—x Galvanomoorpackung (Anode);
.—. Moorpackung

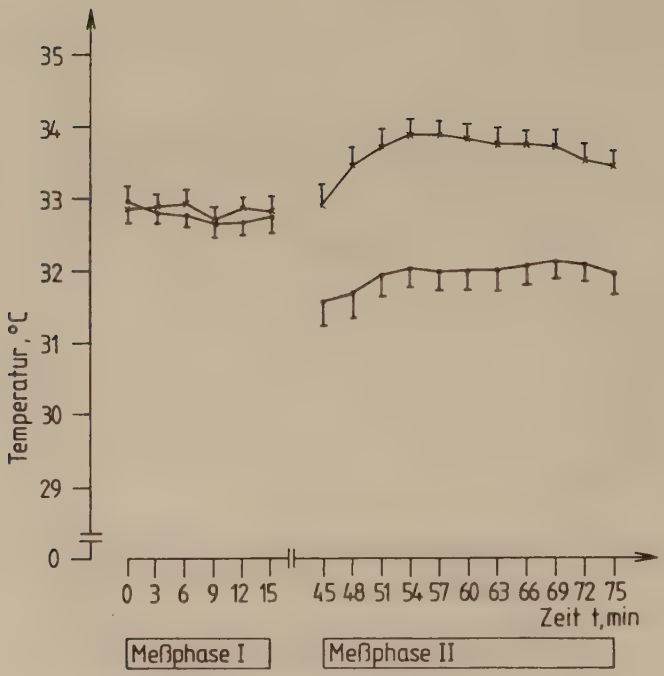


Abb. 10: Vergleich der absoluten Hauttemperaturwerte (indirekte Thermometrie) von Schwammelektrode und Schwammelektrode als Kathode.
Angabe der MW±SEM. n=16
x—x Schwammelektrode (Kathode)
.—. Schwammelektrode

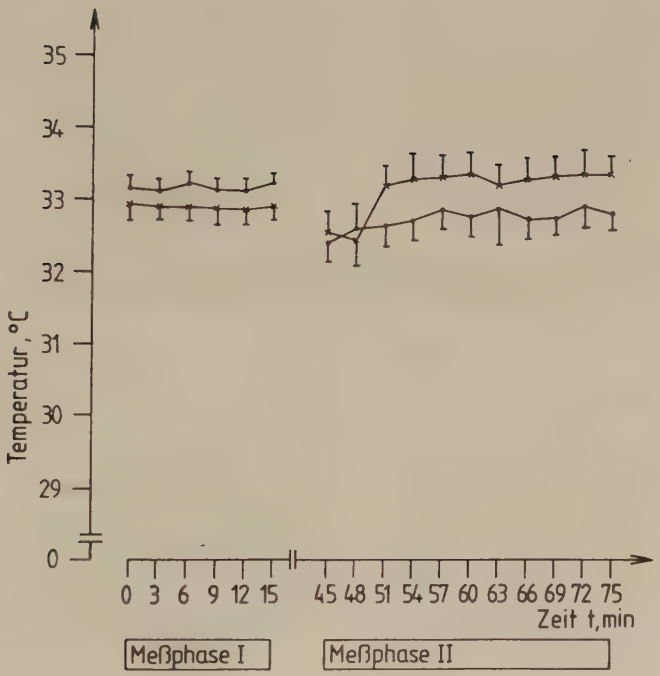


Abb. 11: Vergleich der absoluten Hauttemperaturwerte (indirekte Thermometrie) von Schwammelektrode und Schwammelektrode als Anode.
Angabe der MW±SEM. n=16
x—x Schwammelektrode (Anode);
.—. Schwammelektrode

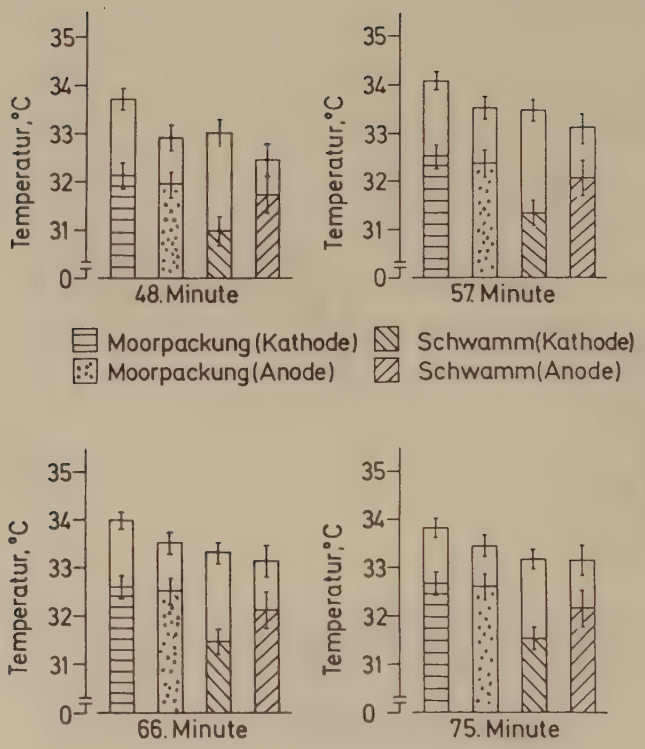


Abb. 12: Vergleich der Temperaturdifferenzen (indirekte Thermometrie) von behandelter und unbehandelter Körperregion der einzelnen Versuche.
Angabe der MW±SEM n=16.

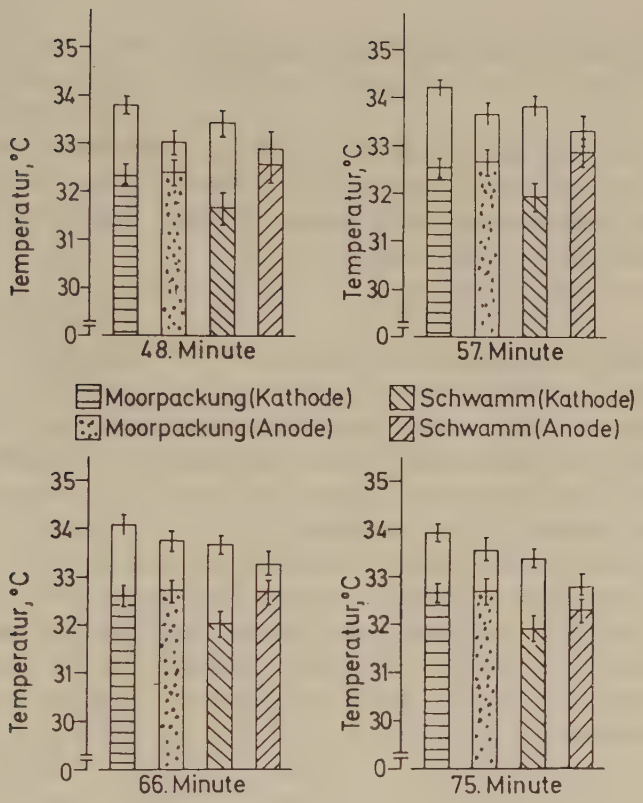


Abb. 13: Vergleich der Temperaturdifferenzen (direkte Thermometrie) von behandelter und unbehandelter Körperregion der einzelnen Versuche.
Angabe der MW±SEM n=16.

3.2. Laser-Doppler-Flowmetry der Haut

Die Messung der Hautdurchblutung mit dem "Periflux"-Gerät erwies sich als sensibles Meßverfahren, mit welchem auch geringe Änderungen in der Hautdurchblutung erfaßt werden konnten.

3.2.1. Versuche ohne Galvanisation

Abb. 14 zeigt die Hautdurchblutung vor (Meßphase I) und nach Applikation von Moorpackung oder Schwammelektrode (Meßphase II) ohne Anwendung von galvanischem Gleichstrom (Kontrollversuch).

Das Ausmaß der Durchblutung in der Meßphase I und II war völlig identisch, es konnten keinerlei Änderungen festgestellt werden. Zwischen Moorpackung und Schwammelektrode bestand bezüglich der gemessenen Werte kein Unterschied.

3.2.2. Versuche mit Galvanisation

Die Abb. 15 mit 18 zeigen die Zunahme der Hautdurchblutung bei den einzelnen Versuchen als Reaktion auf vorausgegangene Galvanisation im Vergleich zur Durchblutung der unbehandelten Region.

Allen Versuchen gemeinsam ist die, wie im Kontrollversuch beschriebene, konstant unveränderte Hautdurch-

blutung in Meßphase I sowohl der unbehandelten als auch der behandelten Körperregion und in Meßphase II der unbehandelten Region.

Ein Abfall der Durchblutung zu Beginn von Meßphase II wurde weder auf der behandelten noch auf der Kontrollseite registriert. Eine deutliche Durchblutungssteigerung nach Galvanisation ist allen Versuchen gemeinsam.

Die Durchblutung war zu Beginn von Meßphase II maximal (50. Min.) und fiel dann stetig bis zum Ende der Messungen (74. Min.) auf ca. ein Drittel ihres Maximalwertes ab. Die Meßwerte der Kontrollseiten wurden jeweils nicht erreicht.

Abb. 19 zeigt die Unterschiede in der Hautdurchblutung der verschiedenen Versuchsarten zu bestimmten, den Verlauf charakterisierenden Zeitpunkten.

Am höchsten stieg die Durchblutung (50. Min.) nach Anwendung der Moorpackung als Kathode im Vergleich zu allen anderen Versuchen ($p < 0,01$/Moorpackung als Anode; $p < 0,05$ bzw. $p < 0,02$/Schwammelektrode als Kathode bzw. als Anode). Die Moorpackung als Anode und die Schwammelektroden als Kathode und Anode unterschieden sich nicht voneinander. In der 58. Min. war die Durchblutung im Mittel bei den Versuchen der Moorpackung als Kathode noch am höchsten, ein signifikanter Unterschied bestand jedoch nur zu den Versuchen mit der Moorpackung als Anode ($p < 0,02$). Die Schwammelektroden als Kathode und als Anode differierten nicht.

20 Minuten nach Beginn der Meßphase II (66. Min.) war die Durchblutung der Galvanomoorpackung in anodischer und der Schwammelektrode in kathodischer Anwendungsform im Vergleich zu den Versuchen mit umgekehrter Polung deutlich zurückgegangen, die Werte der Moorpackung als Anode lagen durchschnittlich noch über denen der gleichgepolten Schwammelektrode.

Am Ende der Meßzeit (74. Min.) hatte die Hautdurchblutung in den Versuchen mit der Schwammelektrode als Kathode am stärksten abgenommen ($p < 0{,}001$/Schwammelektrode als Anode; $p < 0{,}01$/Moorpackung als Kathode). Die Galvanomoorpackung als Kathode und die Schwammelektrode als Anode zeigten ähnliche Werte, die Meßwerte der Versuche mit der Moorpackung als Anode lagen im Mittel etwas darunter.

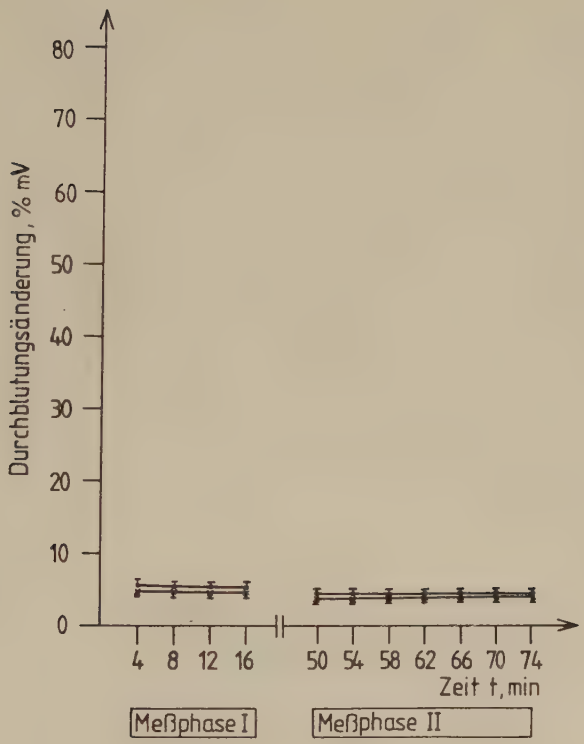


Abb. 14: Vergleich der Hautdurchblutung von Moorpackung und Schwammelektrode ohne Galvanisation.
Angabe der MW±SEM n=16.
x—x Moorpackung;
.—. Schwammelektrode

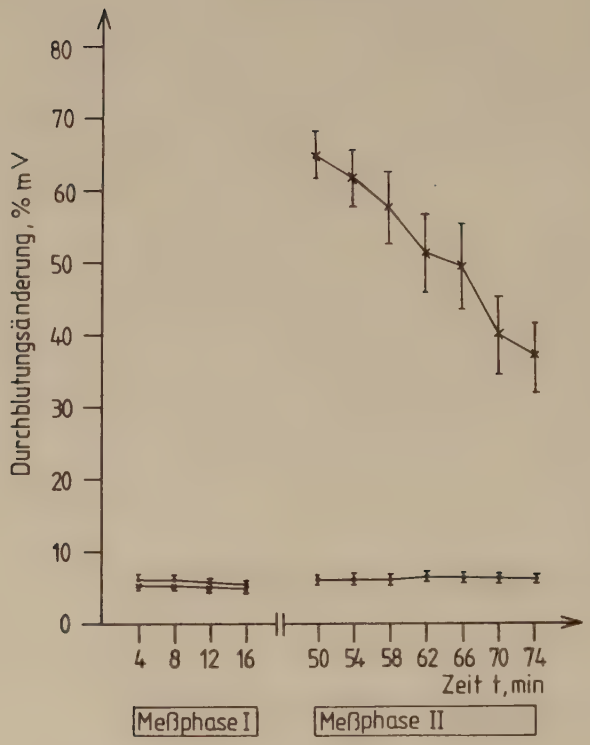


Abb. 15: Vergleich der Hautdurchblutung von Moorpackung und Galvanomoorpackung (Kathode). Angabe der MW±SEM n=16.
x—x Galvanomoorpackung;
.—. Moorpackung

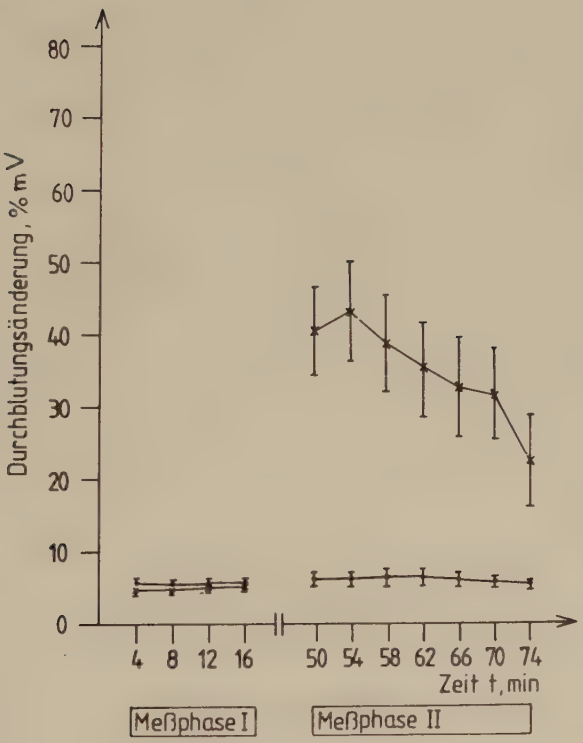


Abb. 16: Vergleich der Hautdurchblutung von Moorpackung und Galvanomoorpackung (Anode). Angabe der MW±SEM n=16.
x—x Galvanomoorpackung;
.—. Moorpackung

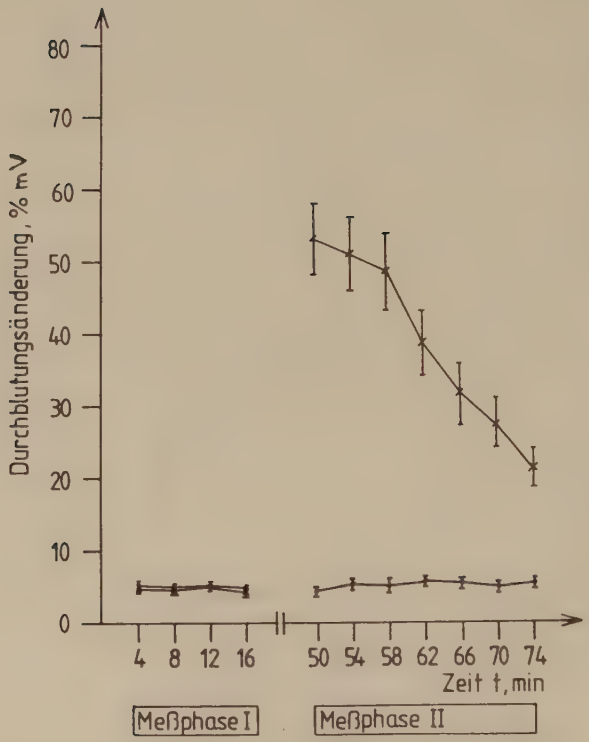


Abb. 17: Vergleich der Hautdurchblutung von Schwammelektrode (Kathode) und Schwammelektrode.
Angabe der MW±SEM n=16.
x—x Schwammelektrode (Kathode);
.—. Schwammelektrode

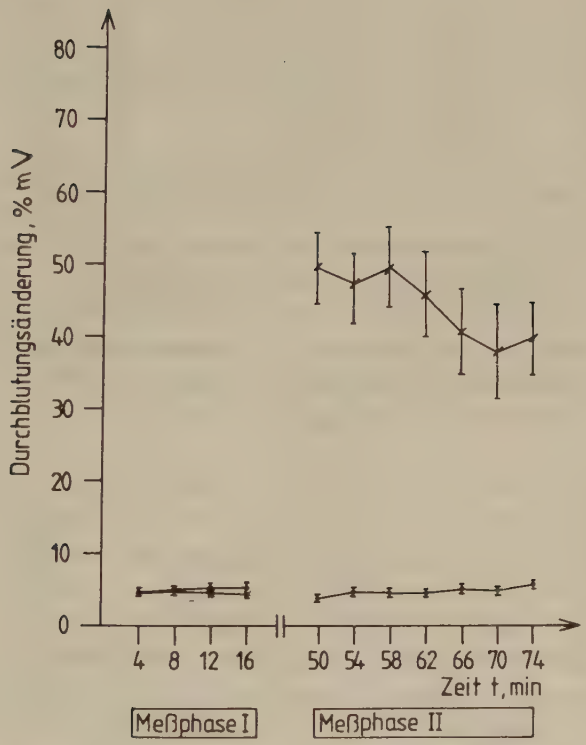


Abb. 18: Vergleich der Hautdurchblutung von Schwammelektrode (Anode) und Schwammelektrode.
Angabe der MW±SEM n=16.
x—x Schwammelektrode (Anode);
.—. Schwammelektrode

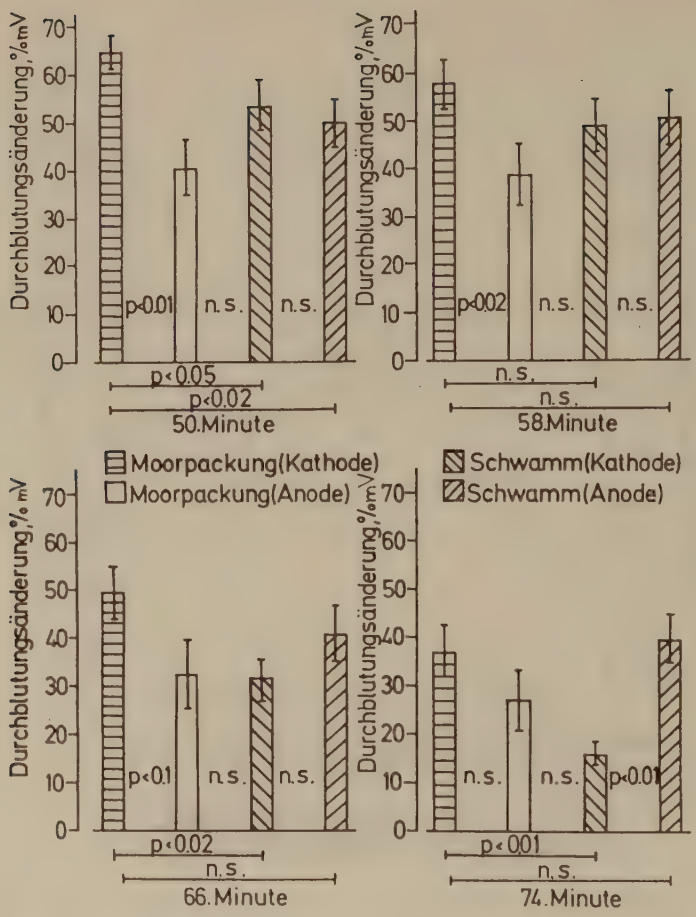


Abb. 19: Gegenüberstellung der Hautdurchblutung der einzelnen Versuche nach Galvanisation. Angabe der MW±SEM n=16.

4. DISKUSSION

4.1. Methodenkritik

Die Laser-Doppler-Flowmetry ist ein für klinische und experimentelle Zwecke einfaches und nicht invasives Verfahren zur kontinuierlichen Darstellung der Mikrozirkulation, welches selbst keinen Einfluß auf das zu untersuchende Gewebe ausübt (38). Die erfaßten Signale sind in Gegenden mit geringem bis mäßigem Hämatokrit linear zum Erythrozytendurchfluß bei standardisiertem Meßvolumen und jederzeit reproduzierbar (38).

Die Anwendung von Laserstrahlen in Verbindung mit dem Doppler-Effekt wurde erstmals 1972 von Riva e.a. zur Durchblutungsmessung retinaler Kaninchengefäße vorgestellt (29). In der folgenden Zeit wurde sowohl die Laser-Doppler-Technik weiterentwickelt (32,37,40), als auch die Interpretation der erhaltenen Signale aus bewegtem und unbewegtem Gewebe durch diese Experimente am Fließmodell begründet (3,4,6,9,23). Stern demonstrierte 1975 als erster die Möglichkeit der Messung der Hautdurchblutung mit der Laser-Doppler-Technik (32).Das in unseren Versuchen benützte Gerät zur Messung der Mikrozirkulation in den obersten Hautschichten wurde 1980 von Nilsson e.a. entwickelt (25,26). Vergleiche mit anderen Methoden der Durchblutungsmessung zeigen, daß die Laser-Doppler-Flowmetry spezifischer und sensitiver in Bezug auf die Durchblutungsmessung der Haut ist (10,19,25,33).

Eingeschränkt wird die Laser-Doppler-Flowmetry hauptsächlich durch die Empfindlichkeit des Gerätes auf Bewegungsartefakte, die nicht lineare Beziehung in Gewebsabschnitten mit großer Erythrozytenzahl und großem Blutvolumen und ihre geringe Eindringtiefe, bedingt durch die zur Zeit limitierende Laserqualität (38).

Die quantitative Messung der Mikrozirkulation ist nicht nur mit der Laser-Doppler-Flowmetry ein Problem, sondern auch für jedes andere Meßverfahren. Angaben von Durchblutungsgrößen, wie Volumen pro Zeiteinheit, in der Bestimmung von Strom-Zeit-Volumina größerer Gefäße je nach angewandter Methode üblich, ist mit der Laser-Doppler-Technik nicht möglich.

Die Ausgangssignale des Flowmeters stehen in enger Beziehung zur Bewegung der Erythrozyten im Meßvolumen. Eine Zuteilung zu Arteriolen, arterio-venösen Shunts oder Venolen kann nicht getroffen werden (38). Eine Beeinflussung der Signale durch Geldrollenbildung der Erythrozyten (5), durch Leukozyten und durch Thrombozyten in der Mikrozirkulation muß, da keine homogene Verteilung der Erythrozyten vorliegt, in Betracht gezogen werden (38,39). Schließlich stehen der quantitativen Erfassung und dem interindividuellen Vergleich der Ergebnisse so natürliche Faktoren, wie zeitliche und örtliche Variationen in der Mikrozirkulation entgegen (39).

Die Messung der Hauttemperatur als Maß für Durchblutungsänderungen ist ein einfaches, jedoch ebenfalls

nur semiquantitatives Meßverfahren. Da gerade die Hauttemperatur einer äußerst komplexen thermischen Beeinflussung unterliegt, ist es schwierig, eine direkte Korrelation zwischen Temperatur und Durchblutung herzustellen (11). Die Durchblutung der Haut und damit die Temperatur wird aus dem Körperinnern gesteuert. Maximale Vasodilatation der Hautgefäße führt zur Wärmeabgabe aus dem Innern an die Haut, die Temperatur steigt. Umgekehrt verhindert Vasokonstriktion die Abgabe (11).

Die Hauttemperatur gibt den Zustand auf der Körperoberfläche wieder, der stark vom umgebenden Klima abhängig ist. Ist die Umgebungstemperatur niedriger als die Körpertemperatur, so erfolgt die Wärmeabgabe durch Strahlung, Leitung und Konvektion gemäß dem Wärmegradienten (11). Auch die Wasserverdampfung der Haut und Schleimhäute (Perspiratio insensibilis)(12) ist ein wichtiger Vorgang der Wärmeabgabe, der unabhängig von der Durchblutung des darunterliegenden Gewebes vonstatten geht (11).

Durch eben diese Mechanismen wird vor allem die indirekte Thermometrie beeinflußt. Der Abstand des Meßkopfes zur Haut muß so gering wie möglich sein, um Einflüsse der kühleren Umgebung maximal zu reduzieren. Die direkte Thermometrie wird neben dem oben Gesagten vor allem durch falsches Anlegen der Kontaktfühler gestört. Zu starker Druck auf die Haut kann Vasokonstriktion im darunterliegenden Gewebe verursachen und somit die Temperatur via Durchblutungsdrosselung falsch niedrig erscheinen lassen. In diesem Sinne wirkt die Bildung einer feuchten Kammer durch

einen leichten Flüssigkeitsfilm auf der Hautoberfläche (12).

Um die Fehlerbreite der Meßmethoden möglichst gering zu halten, wurden die Geräte streng nach Vorschrift benützt. Den Gesamtfehler versuchte man durch konstante Bedingungen im Experiment möglichst klein zu halten. Wechselnde äußere Einflüsse sollten durch Klimaanlage und konstante Raumtemperatur und -feuchte ausgeschaltet werden. Standardisiert war die Lagerung der Probanden, die Größe und Lage der Elektroden, die Lage und Ablesung der Meßpunkte und der genaue Versuchsablauf, wie im Methodenteil beschrieben. Die Ablesung der Hauttemperaturen erfolgte direkt am Gerät. Die prozentuale Änderung der Durchblutung mit der Laser-Doppler-Flowmetry konnte mit einem Ermessensspielraum von 1-2% direkt am Schreiber ausgewertet werden. Intraindividuelle Tagesschwankungen konnten durch Festlegung des Versuchszeitpunktes ausgeschaltet werden.

4.2. Die Wirkung von Gleichstrom und Iontophorese auf das periphere Gefäßsystem

Die therapeutisch bedeutsamste Wirkung des galvanischen Stromes ist die hyperämisierende, durchblutungsfördernde Wirkung (8). Vasomotorische Fasern werden gereizt und es kommt bei richtiger Dosierung zur Vasodilatation (13), bzw. zur Freisetzung vasoaktiver Substanzen im Gewebe (8). Durch die Mehrdurchblutung tritt

an beiden Polen ein streng lokalisiertes, sog. galvanisches Erythem auf (8). In diesem Bereich ist die Hauttemperatur ebenfalls leicht gesteigert. Dieses galvanische Erythem kann noch Stunden nach Stromapplikation anhalten (8). In dieser Zeit ist auch die Ansprechbarkeit der Vasomotoren auf thermische, mechanische und psychische Reize erhöht (13). Die Mehrdurchblutung durch Galvanisation ist jedoch nicht nur auf die Hautschicht beschränkt, sondern auch in der darunterliegenden Muskulatur (18), im Wirkungsausmaß einer intraarteriellen Acetylcholininjektion gleich (21), nachzuweisen.

Die Gleichstromwirkung war in unseren Versuchen deutlich am galvanischen Erythem und damit verbunden an der Temperaturerhöhung und Durchblutungszunahme in dem betroffenen Gebiet zu erkennen. Dies traf sowohl für die Packungen als auch für die Elektrode am Arm zu. Die Ursachen einer solchen hyperämisierenden Stromwirkung ergeben sich aus den oben erwähnten physiologischen Mechanismen der Haut- und Muskeldurchblutung (15,16). Da auf der kontralateralen Seite nie eine Temperaturerhöhung oder Durchblutungssteigerung, geschweige denn ein Erythem zu sehen war, kann man davon ausgehen, daß in den vorliegenden Experimenten systemische Einflüsse durch vasoaktive Substanzen oder zentralnervale Stimuli zu vernachlässigen sind.

"Die Iontophorese stellt ein Verfahren dar, mit dem man mittels des galvanischen Stromes durch die unverletzte Haut unter Umgehung des Magen-Darm-Traktes Arzneimittel in den Körper hineinführen kann"(13).

Wichtig ist, daß die Moleküle dabei dissoziieren und eine Ladung annehmen, der gemäß sie dann im elektrischen Feld auf den ungleichnamigen Pol zuwandern. Die Richtung der Ionen ist durch die Ladung bestimmt, Eindringtiefe und Wanderungsgeschwindigkeit jedoch unterschiedlich (13). Die Wirkung des über die Haut zugeführten Arzneimittels kann somit auf die Oberfläche und auf hautnahe Gebiete beschränkt bleiben oder auch allgemeine Wirkung über den Blutstrom entfalten (13). Nicht zu vernachlässigen ist bei erfolgreicher Iontophorese die wegbereitende, da durchblutungssteigernde Wirkung des galvanischen Stromes.

Bedenken gegen die iontophoretische Wirkungsweise können sich wie folgt ergeben (Zitat nach 13):

- "Es besteht Mangel an experimentellen Untersuchungen.

- Da die meisten Medikamente Ionen beider Polarität enthalten, kommt bei der üblichen Applikation nur derjenige Anteil zur Wirkung, der nur zu einem Pol Beziehung hat, der an dere Anteil bleibt ungenutzt.

- Die ungleich schnelle Wanderung der Ionen.

- Die Menge des eingedrungenen Stoffes ist schwer zu kontrollieren."

4.3. Zusammenfassende Betrachtung der Ergebnisse

Die Ergebnisse der vorliegenden Experimente sind widersprüchlich. Zieht man die oben genannten Gesichtspunkte zur Galvanisation und Iontophorese in Betracht, ist die Frage nach einer möglichen vasoaktiven Wirkung einzelner Moorsubstanzen aufgrund der Methodenabhängigkeit der Ergebnisse nicht eindeutig zu beantworten.

Die Komplexität im Aufbau der Peloide ein entscheidendes Hindernis, das einer umfassenden Analyse der Moorinhaltsstoffe entgegensteht. So wäre wünschenswert, genaue Angaben über die Menge und den wirksamen Anteil, die Polarität und Wanderungsgeschwindigkeit im elektrischen Feld der Einzelsubstanzen zu kennen (13,28,36).

4.3.1. Die Ergebnisse in Bezug auf die Laser-Doppler-Flowmetry

Die Ergebnisse der Hautdurchblutungsmessung mit der Laser-Doppler Technik zeigen, daß weder mit der Schwammelektrode noch mit der Moorpackung eine Durchblutungssteigerung ohne Gleichstromanwendung stattgefunden hatte. Eine unspezifische Wirkung im Sinne einer Durchblutungssteigerung in der Mikrozirkulation erscheint somit unwahrscheinlich.

Nach der Behandlung mit sensibel schwelliger Intensität des Gleichstromes zeigte sich deutlich, daß die Durchblutung unter der Galvanomoorpackung als Kathode

am stärksten angestiegen war, in der Anwendungsform als Anode jedoch gegenüber den Schwammelektroden weniger reagierten. Demzufolge wäre ein von der Kathode transportierter vasodilatierender und von der Anode vasokonstriktorischer Stoff in Erwägung zu ziehen. Die Schwierigkeiten in der Vergleichbarkeit der beiden Elektrodenmaterialien und -formen hinsichtlich ihrer elektrischen Eigenschaften sowie die thermometrischen Befunde, dieeine solche Interpretation nicht zulassen, müssen diese Aussage als hypothetisch erscheinen lassen.

Im weiteren Verlauf des kontinuierlichen Rückgangs des Mehrdurchblutung blieb die positive Differenz der Kathodenmoorpackung zur ungleichnamigen Moorpackung mit gleichgepolter Schwammelektrode zwar bestehen, jedoch zeigte sich am Ende der 30minütigen Meßzeit unter der Schwammelektrode als Anode eine geringere, aber ebenso anhaltende Durchblutungssteigerung. Zu berücksichtigen hierbei ist die Dauer der Meßzeit, in der äußere Einflüsse gerade gegen Ende eine zunehmende Rolle spielen können, wie auch durch die Polung entstandene hautreizende Stoffe (Kationen) aus dem synthetischen Schwammaterial.

Wie zu erwarten (13) war die Wirkung des Gleichstromes unter der Kathode stärker als unter der Anode. Die mit der Galvanomoorpackung erzielten Ergebnisse unterstützen die Theorie der Vasoaktivität von Moorinhaltsstoffen, da bei unserer Anwendung ein thermophysikalischer Effekt auszuschließen ist.

Die bekannte hyperämisierende Wirkung des galvanischen Stroms (8) ist als Wegbereiter des Eindringens vasoaktiver Substanzen aus dem Moor dabei nicht zu unterschätzen (8,13). Im Vergleich von Galvanomoorpackung und Schwammelektrode als Anoden zeigte sich ebenfalls die stärker hyperämisierende Wirkung des Moores. Der Umstand, daß die Schwammelektrode in umgekehrter Polung bessere Ergebnisse brachte, könnte für eine zu geringe Stromintensität sprechen. Außerdem stellt sich die Frage, welche Polung die vasoaktiven Partikel angenommen hätten, ob sie nicht zum Teil an der Auftragsstelle liegen geblieben sind, oder durch zu langsame Wanderungsgeschwindigkeit in der vorgegebenen Richtung die Applikationszeit nicht ausreichend war.

Aus dem bisher Gesagten geht hervor, daß die für alle Probanden sensibel schwellige Intensität, die an der unteren Grenze des therapeutischen Bereichs lag (8), doch noch zu unterschwellig war, um einen stabilen und langanhaltenden Effekt auf die Durchblutung zu haben. In diesem Zusammenhang sei nochmals an die außerordentliche Anpassung des menschlichen Empfindens auf die Galvanisation hingewiesen (8). Wie sich durch Experimente gezeigt hat, nimmt die Toleranz auf die Stromstärke im Verlauf eines Behandlungszykluses stetig zu, was sich auch objektiv durch eine geringere Hyperämie bei gleicher Stromstärke zeigt (8,13,22).

Auf die Probleme mit der häufig empfohlenen sensibel schwelligen Dosierung des Gleichstroms weisen auch andere Ergebnisse hin (22), wo mit dieser Dosierung anhand plethysmographischer Durchblutungsmessungen

am Bein nicht in allen Fällen eine Mehrdurchblutung nachgewiesen werden konnte.

4.3.2. Die Ergebnisse in Bezug auf die Hautthermometrie

Ein anderes Verfahren, um eine Änderung im Durchblutungszustand eines lokal gereizten Hautareals festzustellen ist die Hautthermometrie. Eine Vasodilatation oberflächlicher Hautgefäße führt wärmeres Blut vom Körperkern zur Oberfläche und verstärkt damit die Wärmestrahlung des Körpers (11).

In unseren Versuchen wurde die Hauttemperatur sowohl indirekt durch Messung der Infrarotstrahlung, als auch direkt mittels Kontaktmeßfühlern bestimmt. In Übereinstimmung mit der Hautdurchblutungsmessung zeigte sich keine Änderung der Hauttemperatur bei Auflage von Moorpackung oder Schwammelektrode ohne Galvanisation. Ebenso blieben die Temperaturen in Meßphase II auf der unbehandelten Seite auf dem Niveau des Kontrollversuchs.

Im Gegensatz zur Laser-Doppler Flowmetry zeigte sich nach Abnahme der Packungen, ob mit oder ohne Gleichstromanwendung, ein deutlicher, ca. 1,5^{o}C betragender Temperaturabfall. Das Temperaturmaximum war so nicht zu Beginn der Meßphase II, sondern ca. 12 Minuten nach Meßbeginn erreicht. Es bildete sich im weiteren Verlauf eher ein Plateau heraus, der Abfall war nicht so kontinuierlich wie bei der Durchblutungsmessung.

Zu vergleichen waren nun, da Absolutwerte bestimmt wurden, die Temperaturdifferenz von behandelter und unbehandelter Körperseite. Obwohl auch hier die Galvanomoorpackung als Kathode die höchsten Hauttemperaturen hervorrief, war die Temperaturdifferenz der Schwammelektrode als Kathode am höchsten. Die Differenz der Moorpackung als Anode lag dabei über der Schwammelektrode in anodischer Anwendungsform, die zeitweise überhaupt keine Temperaturerhöhung hervorgerufen hatte.

Auffällig ist beim Vergleich der Hauttemperaturen von allen Versuchen, daß bei den Schwammelektrodenversuchen in anodischer Anwendung mit Abstand die tiefsten Temperaturen auf der Kontrollregion gemessen wurden, die der anderen Versuche unterschieden sich nicht wesentlich voneinander. Mögliche Gründe hierfür wären die unberechenbaren intraindividuellen Unterschiede in Zusammenhang mit einer durch spezielle Versuchsanordnung hervorgerufene Gegenreaktion auf der kontralateralen Körperregion (8,12,13,20).

4.4. Überlegungen zur meßtechnischen Ermittlung der Mehrdurchblutung

Aus dem oben Genannten wird deutlich, daß trotz einiger gegenteiliger Ergebnisse der Thermometrie und der Laser-Doppler-Flowmetry durch die Galvanomoorpackung (Kathode) die Hautdurchblutung am stärksten gesteigert werden konnte. Die fehlende Übereinstimmung in allen

Punkten liegt zum Teil sicherlich in den beiden unterschiedlichen Meßverfahren begründet.

Für die Laser-Doppler-Flowmetry ist vornehmlich die Durchblutung in den oberen Hautschichten (1mm) maßgeblich (25,26,38). Gemessen wird sie am Erythrozyten-Zeitdurchfluß, der proportional zum durchfließenden Blutvolumen ist. Sie erfaßt die reine Mikrozirkulation, d.h. den Blutfluß aller darin enthaltenen Gefäße (Arteriolen, Kapillaren, Venolen). Die Hauttemperatur ist dagegen ein Ausdruck der komplexen Temperaturregelung des Körpers (11,12). Daran beteiligt sind unter anderem die Hautgefäße (Vasodilatation, Vasokonstriktion), die Muskulatur (Kältezittern), der Zellstoffwechsel (bei Kälteankurbelung) und die Schweißdrüsensekretion (Verdunstungskälte) (11,12). So gesehen kann man die Laser-Doppler-Flowmetry als sensibles und spezifisches Meßverfahren zur Erfassung der peripheren Durchblutung betrachten, obwohl auch hierbei der Einfluß von Hautdicke, Fettpolster und Hautpigmentation noch nicht ausreichend geklärt ist (38).

Die Hautthermometrie scheint im Vergleich dazu mit einem größeren Meßfehler behaftet, da auch äußere, d.h. klimatische Einflüsse, störend wirken können (11). Schon die geringste Schweißbildung durch Wärmereiz oder kaum wahrnehmbares Muskelzittern durch Kälte, ebenso wie ein Fettfilm auf der Haut machen sie zu einem weitaus ungenaueren Meßverfahren, in dem sich interindividuelle Unterschiede demzufolge weitaus schärfer bemerkbar machen können (11,12).

Außer den unterschiedlichen Angriffspunkten der beiden Meßsysteme muß auch an eine zu geringe Stromintensität zur Auslösung einer ausreichenden Iontophorese gedacht werden. Obwohl von allen Probanden die Intensität als sensibel schwellig bezeichnet wurde und eine höhere Stärke über die Dauer der Anwendung hinaus nicht toleriert wurde, ist eine zu unterschwellige Dosierung, gerade in Betracht des therapeutischen Bereichs (8), nicht auszuschließen. Daß bei zu niedriger Dosierung schon für die reine Galvanisation keine Durchblutungssteigerung zu erwarten ist, ist durch Arbeiten anderer Autoren belegt (8,22). Eine Weiterführung der Experimente unter Erhöhung der Stromstärke nach einer ausreichenden Adaptationszeit für die Probanden wäre wünschenswert.

Die vorliegenden Ergebnisse sollen auch Anlaß für weitere Studien sein. So ist die Durchblutungsmessung noch weiter zu optimieren, da die Hautthermometrie sich als etwas zu ungenaues Verfahren darstellte, um geringe Änderungen der Durchblutung exakt festzustellen. Die Schwammelektroden mit Metalleinschubplatte sind zwar in der physikalischen Therapie gebräuchlich, ob sie als reiner Reizstromüberträger einer Galvanomoorpackung gegenüberzustellen sind, bleibt fraglich. Beide Elektroden stimmten in ihrer Größe überein, was bestimmend für die übertragene Stromintensität ist, und waren gut feucht, damit eine lokale Verätzungsreaktion die Ergebnisse nicht beeinflussen konnte.

5. ZUSAMMENFASSUNG

Mit der vorliegenden Arbeit sollte der chemische Wirkungsanteil einer auf der Haut applizierten Moorpackung im Sinne einer Iontophorese an gesunden Versuchspersonen untersucht werden. Zielgröße war die Hautdurchblutung.

Um eine thermophysikalische Moorreaktion auszuschalten wurde auf eine praxisübliche Erwärmung der Packungen verzichtet. Einer Moorpackung mit integrierter Elektrode wurde eine Schwammelektrode zur reinen Stromübertragung gegenübergestellt. Die Wirkung der Packungen wurde sowohl in anodischer als auch in kathodischer Anwendungsform geprüft. Die durch die Galvanisation erzeugte Hyperämie wurde durch direkte und indirekte Hautthermometrie einerseits und die Laser-Doppler-Flowmetry andererseits verifiziert.

Die Intensität des Gleichstroms wurde in allen Versuchen konstant an der unteren Grenze der sensiblen Schwelle gehalten (0,5mA/10cm^2), da das Wirkungsausmaß der Iontophorese nicht bekannt war und eine Überdeckung durch die gleichzeitige Galvanisation vermieden werden sollte.

Es zeigte sich, daß die Packungen in kathodischer Anwendungsform in ihrer Wirkung die anodische Anwendung weit übertrafen. So kann von einer gleichstarken Iontophoresewirkung der Moorpackung in kathodischer und anodischer Anwendung nicht ausgegangen werden, was

in Anbetracht der Komplexität organischer Verbindungen und ihrer Dissoziation im elektrischen Feld verständlich wäre.

Die Messungen mit der Laser-Doppler Technik deuten auf einen über die galvanische Wirkung hinausgehenden vasoaktiven Effekt der Moorsubstanzen hin, der jedoch von der aktuellen Polung abhängig zu sein scheint. So ist die Durchblutungserhöhung durch die Galvanomoorpackung jeweils höher als die vergleichbar gepolte Schwammelektrode, dagegen zeigt sie unter der Anode eine geringere Ausprägung. Beweisend sind diese Befunde jedoch nicht.

Die Ergebnisse der Hautthermometrie sind nicht so eindeutig zu interpretieren. Wie bei der Laser-Doppler-Flowmetry zeigten sich die Unterschiede der kathodischen und anodischen Anwendungsform. Bei Betrachtung der Absolutwerte der Hauttemperatur war die Galvanomoorpackung (Kathode) führend, die höchste Temperaturdifferenz zwischen behandelter und unbehandelter Körperregion wurde jedoch bei der Schwammelektrode (Kathode) registriert. Die hohe Differenz kam aber nicht durch die Höhe der Absolutwerte zustande, sondern durch die vergleichsweise sehr niedrige Temperatur auf der Kontrollseite im Vergleich zu den unwesentlichen Unterschieden in den anderen Kontrollregionen.

6. L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

1. BENADE,W.: The report on peloids.
Arch.Med.Hydr. 16:64 (1938)

2. BENADE,W., K.STOCKFISCH: Peloide.
Zuschr. wiss. Bäderheilkunde 5:308 (1930)

3. BONNER,R., R.NOSAL: Model for Laser Doppler measurement of blood flow in tissue.
Appl. optics 20:2097 (1981)

4. BORN,G.V.R., A.MELLING, H.H.WHITELAW: Laser Doppler microscope for blood flow velocity measurements.
Biorheol. 15:163 (1978)

5. BRANEMARK,P.E.: Intravascular anatomy of blood cells in man.
Hrsg S.Karger, Basel, München, New York (1971)

6. COCHRANE,T., I.C.EARNSHAW.: Practical Laser Doppler microscopes.
J.Phys.E.Sci.Instrum. 11:196 (1978)

7. DIRNAGL,K.,R.GÖTZ, P.MÜLLER: Experimentelle Untersuchungen über die Wirkungsweise von Moorbädern.
MMW 11:360 (1956)

8. EDEL,H.: Fibel der Elektrotherapie und Elektrodiagnostik.
Müller und Steinicke, München, 5.Aufl. (1983)

9. EINAV,S., H.J.BERMAN, R.L.FUHRO, P.R.DIGIOVANNI, S.FINE, J.D.FRIDMAN: Measurements of velocity profiles in the microcirculation by Laser Doppler anemometry.
Biorheol. 12:207 (1975)

10. ENKEMA,L., G.A.HOLLOWAY, D.W.PIRAINO, D.HARRY, G.L.ZICK, M.A.KENNY: Laser Doppler velocimetry vs heater power as indicatores of skin perfusion during transcutaneous O_2 monitoring. Clin.Chem. 27:391 (1981)

11. GANONG,W.F.: Regulationszentren viszeraler Funktionen. In: Ganong, Lehrbuch der medizinischen Physiologie. Hrsg W.Auerswald, Springer Verlag, Teil II Kap 14:203 (1976)

12. GILLMANN,H.: Physikalische Therapie. Grundlagen und Wirkungsweisen. Thieme Verlag Stuttgart, 5.Aufl. (1981)

13. GILLERT,O.: Elektrotherapie. Pflaum Verlag München, 2.Aufl. (1983)

14. GRÖBER,P., E.ERK, U.GRIGULL: Die Grundsätze der Wärmeübertragung. Hrsg. U.Grigull, Berlin, Göttingen, Heidelberg 3.Aufl. (1957).

15. GOLENHOFEN,K.: Skelettmuskel. In: Physiologie des Kreislaufs. Hrsg: E.Schütz, Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York, Bd.1 (1971)

16. GOLENHOFEN,K.: Haut. In: Physiologie des Kreislaufs. Hrsg. E.Schütz, Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York, Bd.1 (1971)

17. HEINEN,O.L.: Beiträge zur Kenntnis der Huminsäuren. Med.Diss. München (1937)

18. HILLE,H.: Das elektrische Bad. Therapiewoche 15:171 (1975)

19. HOLLOWAY,G.A., D.W.WATKINS: Laser Doppler measurement of cutaneous blood flow. J.Invest.Dermatol. 69:306 (1977)

20. KAMM,S.: Vergleichende Hauttemperaturmessungen bei Wasser-, Moor- und Morocollbädern. Med.Diss. München (1952)

21. LISSNER,S.: Pulsoszillographische Messungen mit dem Infrarotsystem von Brecht und Boucke nach stabiler Galvanisation. Med.Diss. Dresden (1963)

22. MANERT,W.: Untersuchungen über die transkutane Wirkung verschiedener Verfahren der Elektrostimulation auf das periphere Gefäßsystem des Menschen. Med.Diss. München (1982)

23. MISHINA,M., T.KOYAMA, T.ASAKURA: Velocity measurements of blood flow in the capillary and vein using a Laser Doppler microscope. Appl.optics 14:2326 (1975)

24. MÜLLER,P.: Vergleichende Temperatur- und Hautfeuchtigkeitsmessungen bei Wasser- und Morocollbädern. Med.Diss. München (1953)

25. NILSSON,G.E., T.TENLAND, P.A.OBERG: A new instrument for continous measurement of tissue bloog flow by light beating spectroscopy. IEEE Trans Biomed.Eng. Vol BME 27:1 (1980)

26. NILSSON,G.E., T.TENLAND, P.A.OBERG: Evaluation of a Laser Doppler flowmeter for measurement of tissue blood flow. IEEE Trans Biomed.Eng. Vol BME 27:597 (1980)

27. "Peloide": Begriffsbestimmung für Kurorte, Erholungsorte und Heilbrunnen. Hrsg.: Dtsch.Bäderverband e.V., Bonn (1952)

28. QUENTIN,K.E.: Die Peloide in physikalischer und chemischer Hinsicht. Arch.f.phys.Therapie 6:427 (1960)

29. RIVA,C., B.ROSS, G.B.BENEDEK: Laser Doppler measurement of blood flow in capillary tubes and retinal arteries.
Invest.Ophthalmol. 11:936 (1972)

30. SCHNELLE,K.W.: Vergleichende Hauttemperaturmessungen bei Moor-, Moorextrakt- und Wasserbädern. In: Internat. Balneolog. Kongreß.
Hrsg: S.W. Souci, München (1953)

31. SCHOLZ,H.G.: Die Galvanomoorpackung.
Hippokrates 4:136 (1961)

32. STERN,M.D.: In vivo evaluation of microcirculation by coherent light scattering.
Nature 254:56 (1975)

33. STERN,M.D., D.L.LAPPE, P.D.BOWEN: Continous measurements of tissue blood flow by Laser-Doppler spectroscopy.
Am.J.Physiolog. 232(4):H441 (1977)

34. SOUCI,S.W.: Die Chemie des Moores mit besonderer Berücksichtigung der Huminsäuren.
Hrsg: S.W.Souci, Stuttgart (1938)

35. SOUCI,S.W.: Die analytische Untersuchung des Badetorfs. In: Internat.Balneolog. Kongreß.
Hrsg: S.W.Souci München (1953)

36. SOUCI,S.W., W.BENADE: Charakteristische Untersuchung und Beurteilung der Peloide.
Handbuch der Lebensmittelchemie Bd VIII/3,
Springer Verlag Berlin (1941)

37. TANAKA,T., C.RIVA, C.BenSIRI: Blood velocity measurements in human retinal vessels.
Science 186:830 (1974)

38. TENLAND,T.: On Laser Doppler Flowmetry.
Med.Diss. Linköping, Schweden (1982)

39. TENLAND,T., E.G.SALERUD, G.E.NILSSON, P.A.Oberg: Spatial and temporal variations in human skin blood flow.
IEEE Trans.Biomed.Eng. Vol BME 27:597 (1980)

40. WATKINS,D., G.A.HOLLOWAY: An instrument to measure cutaneous blood flow using the Doppler shift of laser light.
IEEE Trans.Biomed.Eng. Vol BME 25:28 (1978)

Ich danke Herrn Prof. Dr.med. W. Schnizer für die Überlassung des Themas, die wertvollen Anregungen und die Korrektur der Arbeit.

Herrn Prof. Dr.med. H. Drexel, dem Leiter des balneologischen Instituts der Ludwig-Maximilians-Universität, danke ich für die Übernahme des Koreferats.

Herrn Priv.Doz. Dr.rer.nat. Kleinschmidt danke ich für die Anfangsbetreuung und Unterstützung während der Erstellung der Arbeit, ebenso allen Mitarbeitern des Balneologischen Instituts der Ludwig-Maximilians-Universität München für ihre Hilfe.

Mein besonderer Dank gilt den Versuchspersonen, die sich mit viel Geduld und Zeit zur Verfügung stellten.

Besonders danke ich meinem Schwager, Herrn Dipl.Ing. Bernd Huber, der für mich die Textverarbeitung übernommen hat, sowie meiner Frau Dr.med.Cornelia Krist, die mich während der gesamten Arbeit liebevoll unterstützt hat.

Ich danke meinem Vater, Herrn Dr.med. Joachim Krist, der mir die Anregung gegeben hat, mich wegen der Überlassung eines Themas an Herrn Prof. Drexel zu wenden, von dem er selbst vor vielen Jahren bei seiner eigenen Dissertation betreut wurde.

L E B E N S L A U F

Geboren am 04.04.1955 in Pfaffenhofen/Ilm

Eltern:
Dr.phil. Hildegard Krist, geb. Tobisch, gest. 1976
Dr.med. Joachim Krist, Allgemeinarzt in München

1961 - 1974 Grundschule und humanistisches Gymnasium in München.

1974 Abitur am Ludwigsgymnasium in München.

1974 - 1981 Medizinstudium an der Ludwig Maximilians Universität zu München.

1981 Approbation als Arzt.

1981 - 1982 Assistenzarzt Praxis Dr.med. J. Krist.

1983 Assistenzarzt im Fach Chirugie,
Parkhospital, München.

1984 Assistentarzt im Fach Innere Medizin,
Privat-Klinik Josefinum, München.

Ich bin röm.kath und seit 1981 verheiratet mit
Frau Dr.med Cornelia Krist, geb. Cristea.
Wir haben 2 Kinder.